

⑬ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenl gungsschrift**  
⑩ **DE 196 26 433 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>8</sup>:  
**A 61 B 1/04**  
A 61 B 1/06  
A 61 B 1/12  
A 61 B 6/00  
G 03 B 37/00  
G 01 N 21/71

⑳ Aktenzeichen: 196 26 433.2  
㉑ Anmeldetag: 19. 6. 96  
㉒ Offenlegungstag: 15. 1. 98

By Express Mail  
No. EL350349993US

DE 196 26 433 A 1

㉓ Anmelder:  
Wilkins, Jan Henrik, Dr., 66424 Homburg, DE

㉔ Vertreter:  
Effert, U., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 12489 Berlin

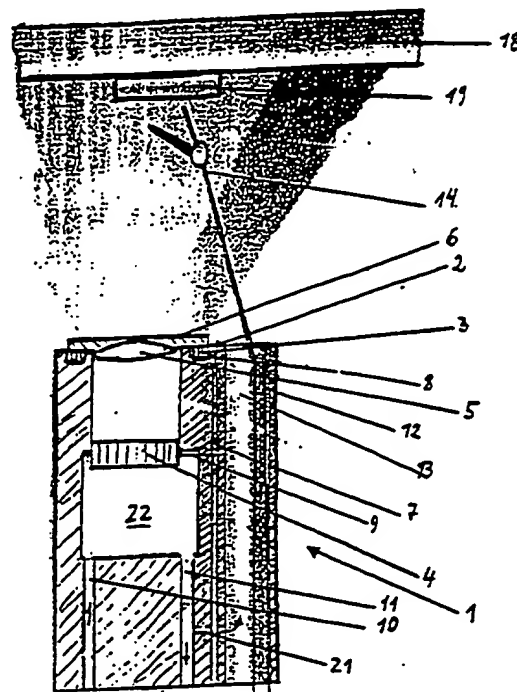
㉕ Erfinder:  
gleich Anmelder

⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
DE 34 35 369 C2  
DE 41 33 493 A1  
DE 41 10 228 A1  
DE 41 02 614 A1  
DE 27 48 614 A1  
DD 2 33 299 A1  
EP 05 12 965 A1

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Endoskopkopf

⑤⑦ Die Erfindung betrifft einen Endoskopkopf mit einem integrierten CCD- oder Fotodioden-Modul, zum Anbau an einen für sich bekannten Endoskopschlauch zur Untersuchung von Objekten in Körperkavemen und -tuben, wie Lunge, Magen und Darmtrakt, in denen kein Außenlicht vorhanden ist, insbesondere zur Erkennung von Krebs im Frühstadium. Durch den Verzicht auf Lichtleiterfasern sollen deren Lichtverluste vermieden, die Bildauflösung erhöht und die Biegsamkeit des Endoskopschlauches verbessert werden. Der erfindungsgemäße Endoskopkopf ist an seiner distalen Stirnseite mit lichtemittierenden Elementen, einer Bilderzeugungseinrichtung, einer Endoskopoptik und einem Polarisationsfilter versehen und weist Kanäle zum Hindurchleiten eines Fluids zur Kühlung der Bilderzeugungseinrichtung auf. Dadurch wird eine Steigerung des Auflösungsvermögens von 8 auf 12 Bit bei gleichzeitiger drastischer V mingerung des photonen Dunkelstroms erreicht.



E 196 26 433 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Endoskopkopf für ein für diagnostische oder therapeutische Zwecke in Körperhöhlräumen geeignetes Endoskop mit Beleuchtungseinrichtung, einer Endoskopoptik, einer Bilderfassungseinrichtung und Signalübertragungsleitungen.

Bei Endoskopen wird ein Endoskopschlauch zur Untersuchung oder Behandlung von Objekten in Körperkavernen und -tuben, wie beispielsweise Lunge, Magen und Darmtrakt, in denen kein Außenlicht vorhanden ist, insbesondere auch zur Erkennung von Krebs im Frühstadium, verwendet.

Dabei ist bekannt, mittels einer fotosensitiven Substanz, die eine Affinität zu Tumoren hat, beispielsweise einem Hematoporphyrin-Derivat (HpD), das sich um die Krebszellen herum an lagern kann und bei Bestrahlung mit Laserlicht fluoresziert, Untersuchungen von Krebs im Frühstadium vorzunehmen. Dieses Verfahren ist aber wegen der Nebenwirkungen einer Substanz wie ein Hematoporphyrin-Derivat für den menschlichen Körper nicht ratsam. Außerdem ist beim Einsatz von Laserlicht ein teurer Laserlichtgenerator erforderlich, sowie ein speziell für diesen Einsatz konstruiertes Endoskop. Ein derartiges System ist folglich sehr teuer. Darüber hinaus spielt die mögliche selektive Schädigung des Gewebes durch das gepulste Farbstofflaserlicht eine besondere Rolle. Deshalb werden derartige Geräte optimal zur Behandlung von Gefäßverengungen verwendet.

Aus der DE-OS 41 33 493 ist ein diagnostisches Gerät zur Erkennung von Krebs im Frühstadium bekannt, das ein Endoskop aufweist, bei welchem von einer externen Beleuchtungslichtquelle ausgehendes Beleuchtungslicht über ein am distalen Ende eines Einführteils angeordnetes Beleuchtungsfenster auf ein Objekt geworfen wird und bei welchem ein Objektbild, welches von einem am distalen Ende des Einführteils angeordneten optischen Objektivsystems gebildet wird, über ein Bildübertragungsmittel aus dem Einführteil heraus übertragen wird, so daß eine Bildbetrachtung möglich ist.

Die für ein Anregungslicht erforderliche Wellenlänge zwischen 400 nm und 500 nm für das Beleuchtungslicht, bei der ein lebender Organismus fluoreszierendes Licht erzeugt, wird mittels eines in dem Beleuchtungsweg zwischen der Beleuchtungslichtquelle und dem Objekt angeordneten Wellenlängen-Auswahlfilter erhalten. Ein zweiter Wellenlängen-Auswahlfilter, der derart ausgelegt ist, daß er das fluoreszierende Licht zwischen 500 nm und 600 nm überträgt, nicht jedoch das über den ersten Filter übertragene Licht, ist im Betrachtungslichtweg am äußeren Ende des Okulars vorgesehen. In einer Variante des Geräts ist das Bildübertragungsmittel als Festkörper-Bilderzeugungseinrichtung ausgebildet, die das zu betrachtende Bild in Form von elektrischen Signalen überträgt. Der Hauptnachteil dieses Geräts besteht in der Verwendung einer externen Lichtquelle und von Lichtleiterfaserbündeln zur Übertragung des Beleuchtungslichts und des Bildübertragungslichts, was neben einer geringen Bildauflösung und Platzmangel im Endoskopschlauch zur Folge hat, daß der Endoskopschlauch verhältnismäßig dick ausgebildet sein muß und seine Biegsamkeit gering ist.

Die DE-PS 41 10 228 beschreibt eine Anordnung zum endoskopischen Erkennen von kanzerösem Gewebe, das durch einen durch Licht zur Fluoreszenz anregbaren Stoff markiert ist, mit einem ersten Lichtleiter, der an eine externe Lichtquelle angeschlossen ist und über

den das Gewebe intermittierend beleuchtbar ist, und einem zweiten Lichtleiter, über den das durch das Licht angeregte Fluoreszenzlicht einem optoelektronischen Wandler in Form einer Videokamera zugeführt wird an den eine Auswertevorrichtung mit wenigstens zwei Videospeichern angeschlossen ist. Durch die für das Einzelbild zur Verfügung stehenden Gesamtbelichtungszeiten und damit Gesamtaufnahmezeit für die Fluoreszenz kann bei ausreichender Dynamik auch mit niedrigeren HpD-Gaben und so mit einer geringeren Belastung des Patienten gearbeitet werden. Als Lichtquelle zur Anregung der Farbstoff-Fluoreszenz kann ein Argon-Ionen-Laser mit den beiden Hauptlinien 514 und 488 nm verwendet werden. Diese beiden Wellenlängen im grünen Bereich regen einen Ein-Photonen-Prozeß an, der in einem Wellenlängenbereich von 600 bis 700 nm fluoresziert und das grüne Licht weist noch eine gute Eindringtiefe auf. Der Hauptnachteil auch dieses Gerätes besteht in der Verwendung einer externen Lichtquelle und von Lichtleiterfaserbündeln zur Übertragung des Beleuchtungslichts und des Bildübertragungslichts und damit verbunden in einer geringen Bildauflösung sowie einem dicken Endoskopschlauch mit geringer Biegsamkeit.

Die Firma Olympus Optical Co GmbH, Hamburg, DE bietet derzeit in zahlreichen Prospekten eine Vielzahl von Endoskopen in Form von Coloskopen, Duodenoskopen, Gastroskopen und Bronchoskopen an, die zum Teil auch zur elektronischen Erfassung, Speicherung und Auswertung der Beobachtungsergebnisse mittels einer extrakorporalen Videokamera, zum Beispiel der Olympus-Videokamera OTV-F2 betrieben werden können. Die Kamera ist mit CCD-Elementen (charge coupled devices) ausgerüstet, um eine kleine Bauform bei hohem Auflösungsvermögen der Bilder zu erreichen, aber die verwendeten Endoskope haben auch bei diesem Gerät den Nachteil der Verwendung einer externen Lichtquelle und der Verwendung von Lichtleiterfaserbündeln zur Übertragung des Beleuchtungslichts und des Bildübertragungslichts, was trotz der angegebenen Vielzahl von Lichtleiterfasern eine verhältnismäßig geringe Bildauflösung zur Folge hat. Auch bestehen hier weiterhin die zuvor beschriebenen Probleme mit dem Endoskopschlauch und den Gerätekosten.

Aus der DD-Patentschrift 233 299 sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Augenuntersuchung theoretisch beschrieben, bei denen Emitter für elektromagnetische Wellen im Frequenzbereich von UV-Strahlung bis zu infraroter Strahlung, deren Frequenz stufenlos veränderbar ist, vorgesehen sind. Ein optisches System, das optoelektronische Bauelemente, in unterschiedlichen Konfigurationen angeordnet, als Empfänger aufweist, um Reflexe, speziell bei der Untersuchung von Augenabschnitten, zu erfassen und nachfolgend elektronisch weiterzuverarbeiten, ist ebenfalls genannt. Die Vorrichtung kommt jedoch nicht ohne ein zusätzliches optisches System und auch nicht ohne Lichtleiterfasern aus, so daß auch hier die im vorangegangenen erörterten Nachteile der Lichtverluste vorhanden sind. Auch würden hier bei einer Verwendung dieses Systems in einem endoskopartigen Gerät die genannten Nachteile einer geringen Bildauflösung und des Platzmangels im Endoskopschlauch auftreten.

Bekannt ist aus der DD-Patentschrift 233 463 auch ein kombiniertes optoelektronisches Bauelement, in dem lichtemittierende Dioden oder Laserdioden mit CCD-Elementen in einem gemeinsamen Bauelement angeordnet und gemeinsam in Gruppen oder einzeln ansteuer-

erbar und auslesbar sind. Mit Hilfe der in vielen verschiedenen möglichen Konfigurationen kombiniert angeordneten Bauelemente soll es möglich sein, farbige Schirmbilder im multispektralen Bereich zu erhalten, die im medizinischen Bereich zur Erkennung und Beobachtung pathologischer Erscheinungsformen anwendbar sind und auch elektronisch gespeichert werden können. Dieses Bauelement dient zur Erkennung und Abtastung von Strukturformen oder zur Betrachtung von außen zugänglicher Beobachtungsobjekte und ist für eine Verwendung in Endoskopen weitgehend ungeeignet. Es ist insbesondere zur Messung von Reflexwinkeln gedacht und nicht für die Betrachtung von Objekten in Körperkavernen und -tuben, in denen kein Außenlicht vorhanden ist.

Beide DD-Schriften beschreiben theoretisch Systeme die in der Praxis nicht erprobt sind und unter mangelnder Ausführbarkeit litten.

Der vorliegenden Erfindung liegt von daher das Problem zugrunde, herkömmliche Endoskope der genannten Bauarten zu verbessern, die Bildauflösung zu erhöhen und die Kosten gegenüber bekannten Vorrichtungen, zum Beispiel solchen mit Laserlichteinrichtungen, erheblich zu senken.

Das Problem wird durch die Merkmale der Ansprüche 1 und 14 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen erfaßt.

Der erfindungsgemäße, zum Anbau an ein handelsübliches Endoskop geeignete Endoskopkopf ist an seiner distalen Stirnseite mit lichtemittierenden Elementen sowie mit einer integrierten, z. B. opto-elektronischen Erfassungseinrichtung zur Bilderzeugung, einer vorgelagerten Endoskopoptik und in speziellen Ausführungsformen mit einem Polarisationsfilter versehen. Er weist zudem Kanäle zum Hindurchleiten eines Fluids zur Kühlung der Bilderzeugungseinrichtung auf.

Als lichtemittierende Elemente werden vorteilhaft lichtemittierende Dioden (LED) verwendet, es können aber auch Elektrolumineszenzlampen (ELL) als lichtemittierende Elemente verwendet werden. Diese können ohne handelsübliche Gehäuse oder Glaskapseln direkt als Halbleiterteil eingebaut werden.

Die Bilderzeugungseinrichtung ist vorteilhaft als CCD-Element, zweckmäßig in Form einer CCD-Matrix oder anderen gruppenweisen Anordnung ausgeführt. Als CCD-Element wird generell eine Baugruppe oder ein Chip mit CCD-Zellen zur pixelorientierten Erfassung von Lichtmissionen definiert.

Durch den Verzicht auf ein Lichtleiterfaserbündel ist eine um etwa den Faktor 10 höhere Bildauflösung zu erreichen, weil die gesamte eng mit z. B. 1032 CCD's bestückte Pixel-Oberfläche des Chips genutzt werden kann.

Es können aber auch hochwertige dicht gestaffelte Fotodiodenanordnungen mit unterteilten Strukturen und hoher Bildauflösung als Bilderzeugungseinrichtung Verwendung finden. Hierfür sind Differenz-, Quadranten-, Kreis-, und Kreisringfotodioden und Arrays zweckmäßig anwendbar.

Weitere Vorteile können durch den Einsatz von wellenlängensensitiven Avalanche-Fotodioden gegeben sein, insbesondere durch den Vorteil einer preiswerten bild-verstärkerähnlichen Wirkung, die Modulationen bis zu 200 MHz und unter Umständen darüber erlauben. Dabei werden die Fotodioden mit einer sinusförmig modulierten Spannung versorgt, die je nach angelegter Frequenz zu einem kurzzeitigen elektronischen Verschluß der Diode führt. Mit Hilfe dieser Modulation im

Bereich von vorzugsweise 10 bis 100 MHz ist die Trennung von schnell und langsam abklingenden Fluoreszenzen möglich. Durch den Einsatz von Fotodioden ist es durch deren potentiell hohe Auslesegeschwindigkeit möglich, auch Streuphänomene des Lichtes quantitativ zu erfassen und so bei Bedarf ballistische Photonen nachzuweisen. Bei höherfrequenten Modulationen kann das Streulicht, das infolge seiner Ablenkung einen längeren Weg zurücklegt, von direkt auf die Diode treffenden Photonen getrennt werden, um so beispielsweise eine biologische Probe in einer milchig-trüben Flüssigkeit nachzuweisen.

Die Fluoreszenzanregung kann mit einfarbigen, zum Beispiel blauen, grünen oder roten LED-Chips in Verbindung mit einem Schwarz-Weiß-CCD-Chip mit dichroischen Filtern (Durchlässigkeit  $> 56$  nm) vorgenommen werden. Mit Hilfe der genannten farbigen LED-Chips ist eine Fluoreszenzanregung von natürlichen oder verabreichten Porphyrinen möglich und zwar in den jeweiligen Absorptionsbanden im blauen, grünen und roten Bereich. Damit ist die Fluoreszenzemission im Bereich von 680 nm über den mit dem genannten Filter versehenen Schwarz-Weiß-CCD-Chip möglich. Eine Hochfrequenzansteuerung der LED erlaubt, in Verbindung mit dem ebenfalls angesteuerten CCD-Chip, die Trennung der verschiedenen Fluoreszenzen nach ihrer Abklingzeit. Bevorzugtes Ziel ist die quantitative Messung der roten Porphyrinfluoreszenz mit Halbwertszeiten zwischen 10 und 15 ns.

Durch Kombination und Einzelansteuerung verschiedener Chipfarben können zusätzliche Informationen erkennbar werden. So ist die Eindringtiefe des grünen beziehungsweise roten Lichtes erheblich höher, als die des blauen Lichtes, wodurch zum Beispiel submukös wachsende Tumoren sichtbar gemacht oder die Tiefenausdehnung oberflächlich bereits mit blauem Licht darstellbarer Tumore nichtinvasiv erfaßt werden kann.

Eine weitere bevorzugte Anwendung stellt der Einsatz verschiedenfarbiger, roter, grüner und blauer LED in Verbindung mit einem Schwarz-Weiß-CCD-Chip ohne Filter dar. Durch sequentielle Beleuchtung mit den Farben rot, grün und blau und einer entsprechend synchronisierten Auslösung des Schwarz-Weiß-CCD-Chips ist die Erzeugung sehr hoch auflösender Farbbilder möglich, da jeweils der gesamte CCD-Chip für eine Spektralfarbe zur Verfügung steht.

Zwar sind endoskopische Anordnungen bekannt, in denen ebenfalls Schwarz-Weiß-CCD-Chips eingesetzt werden, die Beleuchtung erfolgt jedoch konventionell über einen Faserlichtleiter und eine Xenon-Lichtquelle, zwischen denen ein Filterrad mit Rot-, Grün- und Blaufiltern angeordnet ist. Der vorgesehene Einsatz von farbigen LED würde somit den Verzicht auf teure analoge Lichtquellen und deren Bildübertragungsleiter erlauben. Die frei wählbaren, sehr kurzen, Verschlußzeiten der LED verhindern zudem das Auftreten von Bewegungsartefakten.

Eine dritte mögliche bevorzugte Anwendung stellt die Kombination verschiedenfarbiger, roter, grüner und blauer LED in Verbindung mit einem Farb-CCD-Chip dar. Da der CCD-Chip bereits über Farbfilter verfügt, ist es möglich, durch Auslesen des roten Kanals nach Blau- und Grünanregung ein Fluoreszenzbild auszuwerten, beziehungsweise durch gleichzeitige Rot-, Grün- und Blauanregung ein konventionelles Farbbild zu erhalten. Vorteil einer solchen Anordnung wäre das einfache Umschalten zwischen Farb- und Fluoreszenzdarstellung. Nachteilig ist jedoch eine im Vergleich zum

Schwarz-Weiß-CCD-Chip um den Faktor 5 verminderte Lichtempfindlichkeit sowie eine geringere Auflösung, da sich die Farbbilder bereits auf dem Chip befinden und somit die effektive Auflösung um den Faktor 3 vermindern.

Zweckmäßig werden die lichtemittierenden Elemente kranzförmig um die CCD- oder Fotodioden-Anordnung herum angeordnet, um eine gute Ausleuchtung des zu betrachtenden Objekts zu gewährleisten.

Unter besonderen Gesichtspunkten kann es vorteilhaft sein, die lichtemittierenden Elemente einzeln, in Gruppen oder alle gleichzeitig anzusteuern, zum Beispiel segmentmäßig, um durch eine Beleuchtung aus unterschiedlichen Richtungen einen räumlichen Eindruck zu erhalten, oder sie einzeln oder in Gruppen wechselweise oder nach der Art eines umlaufenden Lichtes anzusteuern.

Das zur Kühlung der Bilderzeugungseinrichtung durch den Endoskopkopf hindurchgeleitete Fluid kann sowohl ein Gas sein, als auch eine Flüssigkeit. Dabei kann das hindurchgeleitete gasförmige Fluid durch einen Kanal ein- und durch einen anderen Kanal ausströmen und dabei die Elemente im Endoskopkopf frei umströmen. Ist das hindurchgeleitete Fluid eine Flüssigkeit, muß diese in einem geschlossenen Kreislauf durch den Endoskopkopf geführt werden. Dann ist es sinnvoll, die Bilderzeugungseinrichtung mit thermischen Ableiteinrichtungen zu versehen, die in den Kühlungsfluidkreislauf eingeführt sind oder zumindest an entsprechende Wärmetauscherflächen angekoppelt werden. Diese thermische Ableitung kann zweckmäßig als Draht oder Band aus gut wärmeleitendem Material ausgebildet sein, vorzugsweise aus Silber oder Kupfer, welche mittels üblicher Bond- oder Lötverbindungen mit dem Chip und dem Wärmetauscher verbindbar sind.

Zur Zuführung des Kühlmittels zum Endoskopkopf können vorteilhaft die ursprünglich oder bei Endoskopen nach dem Stand der Technik für die Lichtleiter im Endoskopschlauch vorgesehenen Kanäle Verwendung finden, ohne daß der Schlauch seine Biegsamkeit verliert.

Die Erfindung soll nachfolgend anhand der in den zugehörige Figuren schematisch dargestellten bevorzugten Ausführungsbeispiele näher erläutert werden.

Es zeigen:

Fig. 1 einen ersten erfindungsgemäßen Endoskopkopf mit Gaskühlung und CCD-Elementen sowie LED-Beleuchtung;

Fig. 2 einen zweiten erfindungsgemäßen Endoskopkopf mit Flüssigkeitskühlung und Fotodioden sowie ELL-Beleuchtung.

Identische oder gleichwirkende Teile sind im folgenden mit denselben Bezugszeichen versehen.

Der erfindungsgemäße Endoskopkopf 1 gemäß Fig. 1 mit Kupplung 20 für einen nicht dargestellten Endoskopschlauch ist an seiner dem zu untersuchenden Objekt 18 zugewandten Stirnseite 2 mit lichtemittierenden Elementen 3 und einer Bilderzeugungseinrichtung 4, zum Beispiel einer CCD-Matrix, versehen, und weist eine Endoskopoptik 5 und eine transparente Abdeckung, hier ein Polarisationsfilter 6, auf. Durch einen Kanal 7 sind die Zuleitungen 8 zu den lichtemittierenden Elementen 3, hier ein Kranz von LED-Dioden, und die Signal- oder Ausleseleitung 9 der CCD-Matrix 4, welche mit einer extrakorporalen Elektronik verbunden ist, zu diesen geführt. Weiterhin sind Kanäle 10 und 11 zum Hindurchleiten eines gasförmigen Fluids zur Kühlung der Bilderzeugungseinrichtung 4 vorgesehen. Dabei

kann das hindurchgeleitete gasförmige Fluid durch einen der Kanäle 10 ein- und durch den anderen Kanal 11 rückströmen — zu einer ebenfalls extrakorporalen Aufbereitungs- und Speiseeinrichtung. Die Elemente der Bilderzeugungseinrichtung 4 im Endoskopkopf 1 werden frei umströmt oder an wenigstens einer Seite kontaktiert, um die entstehende Wärme abzuführen, wie es durch die Pfeile angedeutet ist. Als Kühlmittelkanäle 10, 11 können beim Anbau des Endoskopkopfes 1 an einen konventionellen Endoskopschlauch 12 mit einem Manipulatorkanal 13, durch den zum Beispiel eine Biopsiezange 14 an das Objekt 18 geführt werden kann, die bei Endoskopen nach dem Stand der Technik für die Lichtleiter vorgesehenen Kanäle Verwendung finden. Mit Hilfe der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist es möglich, ein an einer Organoberfläche 18 vorhandenes Frühkarzinom 19 zu diagnostizieren und mit der Biopsiezange 14 eine Gewebeprobe zu entnehmen.

Alternativ zur Gasrückführung kann vorgesehen sein, inertes Flüssiggas zu verwenden und durch die Leitung 10 an die Bilderfassungseinrichtung zu führen und dort im Raum 22 zu expandieren. Anstelle einer Rückströmung durch den Kanal 11 kann das entstandene Gas durch den Abzweig 21 via Kanal 13 an das Objekt 18 geführt werden. Dadurch ergeben sich zwei Anwendungszwecke. Das Gas kann der lokalen Vereisung für eine anschließende Therapie dienen oder die veränderten Emission des lokal gekühlten Objektes in eine Beobachtung einbezogen werden. Dadurch ergibt sich ein Kontrastbild zu einem Objekt unter Normaltemperaturbedingungen, wobei zusätzlich auch Polfilter 6 mit geeigneten Polarisationssebenen unterstützend wirken können.

Additiv kann durch Kühlung eine lokale Erwärmung des Objektes durch die Beleuchtung kompensiert werden.

Gemäß Fig. 2 umfassen die optisch-elektronischen Elemente des Endoskopkopfes 25, hier ELL-Arrays 23 neben einem nur den Optikblock 5 abdeckenden Polarisationsfilter 26 sowie einen Fotodiodenchip 24. Das Kühlfluid ist hier eine Flüssigkeit, z. B. Kühlwasser. Es wird in einem geschlossenen Kreislauf 15 durch den Endoskopkopf 1 geführt werden. Dabei ist es sinnvoll, daß die Fotodioden-Anordnung mit einer thermischen Ableitung, zum Beispiel in Form von Kühlkörpern oder Kühlblechen 16 versehen ist, von denen thermische Ableitvorrichtungen 17 zum Wärmeaustausch in den Kühlungsfluidkreislauf 15 eingeführt sind, wenn das Kühlfluid nicht direkt an den Kühlkörpern oder Kühlblechen vorbeiströmen kann. Diese thermischen Ableitungen können zweckmäßig als Draht oder Band aus gut wärmeleitendem Material ausgebildet sein, vorzugsweise aus Silber oder Kupfer.

Alternative Ausführungsformen aus der Kombination der Funktionen Beleuchtung, Polarisierung, Bilderzeugung und Kühlung — gegebenenfalls auch weiterer Komponenten in Unterkombination können vom Fachmann ebenfalls vorgesehen werden, z. B. ELL-Beleuchtung, CCD-Elemente, Flüssigkeitskühlung, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen.

Diese Endoskopauführungen bzw. Diagnoseverfahren bieten im Zusammenwirken mit einem nicht dargestellten Steuer- und Regelkreis für die Lichtsteuerung und die Signalauswertung der Bilderzeugungseinrichtung 4 sowie die sonstigen Geräteparameter folgende Vorteile:

Durch den Verzicht auf Lichtleiterfaserbündel wird eine höhere Bildauflösung, etwa um den Faktor 10 erreicht.

Durch den Einsatz von Hochleistungs-LED, die sich im Bereich bis zu 15 MHz modulieren lassen, im Endoskopkopf, ist eine extrem preisgünstige Fluoreszenz-anregung möglich, da auch keine Lichtverluste in den Lichtleiterfasern auftreten. Die LED werden direkt durch das Anlegen einer hochfrequenten sinusförmig modulierten Spannung betrieben. Je nach Bauart der LED läßt sich so eine sehr kurze Lichtabgabezeit (Blitz) realisieren. Die direkte Modulation der Lichtquelle bedarf sonst eines erheblich höheren Aufwandes. Es ist beispielsweise üblich, in einen kollimierten Laserstrahl sogenannte akusto-optische Modulationen einzubringen, deren Lichtbeugungsverhalten durch Anlegen einer hochfrequenten Spannung verändert wird. Diese Änderungen des Beugungsverhaltens lassen sich in der Modulation des Laserlichts ausnutzen. Vorteil dieser hier beschriebenen LED ist die direkte Modulation des Halbleiters ohne weitere technische Hilfsmittel. Ähnliches ist bei verschiedenen Halbleiterlasern, die sich entsprechend modulieren lassen, ebenfalls möglich.

Die LED selbst und nicht nur die Optik können mit Polarisationsfiltern versehen werden. Hierdurch werden zeitaufgelöste Anisotropiemessungen von Fluoreszenzmarkern möglich.

Mit der Weiß-Licht-Endoskopie nach dem Stand der Technik sind häufig keine Veränderungen des Gewebes zu erkennen. Der Vorteil variabler Eindringtiefen erfindungsgemäß nutzbaren verschiedenfarbigen Lichtes wurde bereits beschrieben, z. B. zur Erkennung präinvasiver Bronchialkarzinome, die durch eine fluoreszenz-endoskopische Darstellung nach Exitation mit blauem Licht diagnostiziert werden.

Durch die sequentielle Beleuchtung mit den Farben rot, grün und blau und einer entsprechend synchronen Auslösung des Schwarz-Weiß-Chips ist die Erzeugung sehr hochauflösender Farbbilder für spezielle Messungen möglich. Zeitaufgelöste Anisotropiemessungen beziehen sich auf die gleichzeitige Bestimmung der Depolarisation der Fluoreszenz sowie deren zeitliches Verhalten. Da die Depolarisation fluoreszierender Moleküle stark von der Molekülgröße beziehungsweise von einer möglichen Bindung an Zellstrukturen abhängt, ist es möglich, mit Hilfe zeitaufgelöster Anisotropiemessungen auch Rotations-Polarisations-Halbwertzeiten zu bestimmen. Durch die Messung der Depolarisation von fluoreszenzmarkierten monoklonalen Antikörpern ist folglich indirekt über die Bestimmung von Fluoreszenz-rotationshalbwertzeiten eine Aussage über eine erfolgte Antikörperbindung möglich. Ein mögliches Anwendungsgebiet ist die direkte in-vivo-Quantifizierung von membranständigen Zellantigenen am Patienten, wobei zum Beispiel Informationen über lungenepitheliale Entzündungsvorgänge sowie deren medikamentöse Beeinflussung möglich werden. Damit erübrigen sich die möglicherweise zu verfälschenden Ergebnissen führenden in-vitro-Quantifizierungen.

Vergleichbare Untersuchungen sind heute in der Regel nur durch Biopsien und entsprechende Immunfluoreszenzfärbungen beim Pathologen möglich. Durch Kombination der zeitaufgelösten Fluoreszenzmessung nach dem heterodyn "box car-Verfahren", das sich auf ein "frequency-domain fluorescence lifetime imaging-Verfahren" zur phasenselektiven Darstellung bestimmter Fluoreszenzanteile bezieht (erläutert in: G. Wagnieres u. a., Endoscopic Frequency-Domain Fluorescence Lifetime Imaging for Clinical Cancer Photodetection: Apparatus Design in: Progress in Biomedical Optics, Volume 2392, deren Offenbarungsgehalt durch Zitat

einbezogen wird) und den oben beschriebenen Polarisationsmessungen, ist eine zusätzliche Steigerung der Meßempfindlichkeit, zum Beispiel durch Streulichtunterdrückung, möglich.

Endogene Porphyrine können mit der Erfindung nicht nur in Folge ihrer verzögerten Fluoreszenzabklingzeit selektiv erfaßt werden, sondern es können sogar Aussagen über ihre intrazelluläre Aggrigierung gemacht werden. Hierbei geht es um die Bildung von Mikroaggregaten aus Porphyrin-Denvaten, die andere Fluoreszenz-Halbwertzeiten aufweisen, als frei bewegliche Porphyrin-Derivate.

Durch Kühlung des bei der Erfindung vorzugsweise verwendeten Interline-Transfer-CCD-Sensors auf ca. 4 °C ist eine effektive Steigerung der Auflösung von 8 auf 12 Bit, bei gleichzeitiger drastischer Verringerung des photonischen Dunkelstromes möglich. Beim Interline-Transfer-System handelt es sich um ein Ausleseverfahren, das im Gegensatz zum Frame-Transfer-Verfahren einzelne Schieberegisterreihen ansprechen kann und somit eine Voraussetzung für die direkte Substrat-Modulation des CCD-Chips ermöglicht. Mit Frame-Transfer-CCD ist dies nicht erreichbar.

Insgesamt ersetzt die Anordnung im Frequenzbereich bis 40 MHz einen Laser sowie einen Multikanalplattenverstärker und dessen Phosphorschirm. Es wird hierdurch der Preis etwa um den Faktor 10 gemindert.

Besonders vorteilhaft ist die Tatsache, daß die Standardansteuerung eines Farb-CCD-Chips parallel erhalten bleiben kann, so daß dem untersuchenden Arzt durch das gleiche Instrument zwei Betrachtungsmöglichkeiten (Fluoreszenz- und Nativbild) zur Verfügung stehen.

Durch eine Umschaltung des CCD-Chips oberhalb der Verschmelzungsfrequenz des menschlichen Auges können somit zwei Monitore gleichzeitig bei einer Untersuchung betrieben werden. Das einzige bekannte, in der EPA 512 965 beschriebene System der Firma Xillix Technologies Inc. bietet hier erstens keine Zeitauflösung, zweitens keine digitale Bildverstärkung und drittens muß der untersuchende Arzt das Bronchoskop während der Untersuchung wechseln, um ein geeignetes Nativbild zu betrachten.

#### 45 Bezugszeichenliste

- 1 Endoskopkopf
- 2 Stirnseite
- 3 lichtemittierende Elemente
- 4 Bilderzeugungseinrichtung
- 5 Endoskopoptik
- 6 Polarisationsfilter
- 7 Kanal
- 8 Zuleitung
- 9 Ausleseleitung
- 10 Kanal
- 11 Kanal
- 12 Endoskopoptik
- 13 Manipulatorkanal
- 14 Biopsiezange
- 15 Kreislauf
- 16 Kühlkörper
- 17 thermische Ableitvorrichtung
- 18 Organoberfläche
- 19 Frühkarzinom
- 20 Kupplung
- 21 Abzweig
- 22 Raum

23 ELL-Array  
24 Fotodiodenchip  
25 Endoskopkopf  
26 Polarisationsfilter.

Patentansprüche

1. Endoskopkopf für ein für diagnostische oder the-  
rapeutische Zwecke in Körperhöhlräumen geeig- 10  
netes Endoskop mit Beleuchtungseinrichtung, einer  
Endoskopoptik, einer Bilderfassungseinrichtung  
und Signalübertragungsleitungen, **gekennzeichnet**  
**durch** an seiner distalen Stirnseite (2) angeordnete  
lichtemittierende Elemente (3), eine integrierte  
Bilderzeugungseinrichtung (4) hinter der Endo- 15  
skopoptik (5) und gegebenenfalls ein Polarisations-  
filter (6) und/oder Kanäle (10, 11) zum Hindurchlei-  
ten eines Fluids zur Kühlung der Bilderzeugungs-  
einrichtung.
2. Endoskopkopf nach Anspruch 1, dadurch ge- 20  
kennzeichnet, daß die lichtemittierenden Elemente  
lichtemittierende Dioden (LED) oder Elektrolumi-  
niszenzlampen (ELL) sind.
3. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, gekennzeichnet durch eine opto-elektro- 25  
nische Bilderzeugungseinrichtung umfassend  
CCD-Elementen oder Fotodioden, die jeweils in  
Gruppenform oder einer Matrix angeordnet sind.
4. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die die licht- 30  
emittierenden Elemente kranzförmig um die Bild-  
erzeugungseinrichtung herum angeordnet sind.
5. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die licht-  
emittierenden Elemente einzeln, in Gruppen oder 35  
alle gleichzeitig ansteuerbar sind.
6. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die licht-  
emittierenden Elemente zur Erzeugung eines 40  
räumlichen Eindrucks durch Beleuchtung aus un-  
terschiedlichen Richtungen, segmentmäßig ansteu-  
erbar sind.
7. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die licht-  
emittierenden Elemente einzeln oder in Gruppen 45  
wechselweise oder nach Art eines umlaufenden  
Lichtes ansteuerbar sind.
8. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das zur Küh-  
lung hindurchgeleitete Fluid bei Normaldruck ein 50  
Gas, ein verflüssigtes Gas oder eine Flüssigkeit ist.
9. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden An-  
sprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das zur Küh-  
lung hindurchgeleitete gasförmige Fluid durch ei-  
nen Kanal ein- und einen anderen Kanal ausströmt 55  
und dabei an der Bilderzeugungseinrichtung frei  
entlangströmt.
10. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden  
Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein flüssi-  
ges Fluid in einem geschlossenen Kreislauf durch 60  
den Endoskopkopf geführt ist.
11. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden  
Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Bild-  
erzeugungseinrichtung mit einer thermischen Ab-  
leiteinrichtung versehen ist, die mit dem Kühlungs- 65  
kreislauf in Kontakt steht.
12. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden  
Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die ther-

mische Ableitungseinrichtung als Draht oder Band  
aus gut wärmeleitendem Material ausgebildet ist.  
13. Endoskopkopf nach einem der vorstehenden  
Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das gut  
wärmeleitende Material Silber oder Kupfer ist.  
14. Verwendung von Lichtemittierenden Dioden  
(LED) als Beleuchtung eines intrakorporalen Un-  
tersuchungsfeldes durch Anordnung der LED di-  
rekt an einem Endoskopkopf in Kombination mit  
einer Erfassung der elektromagnetischen Rück-  
strahlung des Feldes mittels in dem Endoskopkopf  
integrierter CCD- oder Fotodioden-Elemente.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen





FIG. 2

